

EUROPEAN PATENT OFFICE

Patent Abstracts of Japan

PUBLICATION NUMBER : 05111474

PUBLICATION DATE : 07-05-93

APPLICATION DATE : 24-10-91

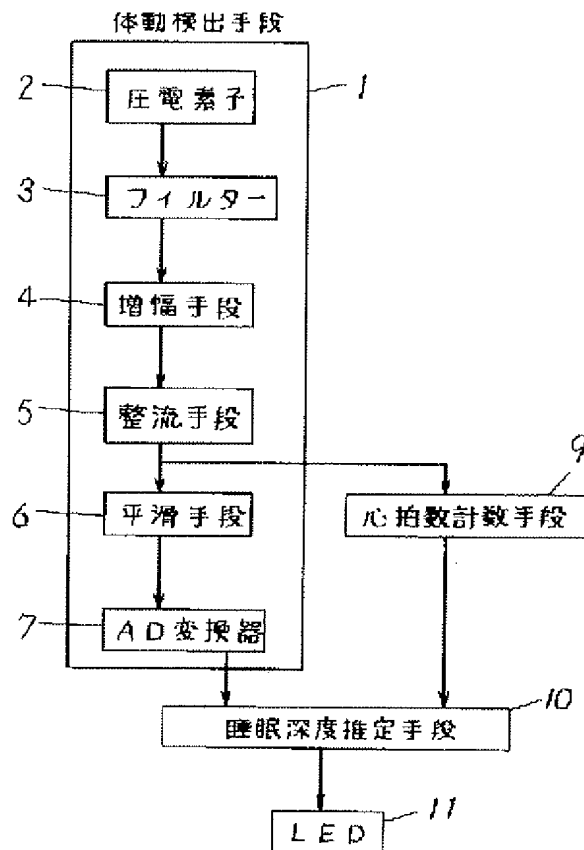
APPLICATION NUMBER : 03277438

APPLICANT : MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD;

INVENTOR : NISHII KAZUNARI;

INT.CL. : A61B 5/11 A61B 5/0245 A61B 5/0452
A61M 21/02

TITLE : SLEEP DEPTH DECIDING DEVICE



ABSTRACT : PURPOSE: To easily decide the sleep depth of a human body at a low cost.

CONSTITUTION: This device has a bodily movement detecting means 1 which detects the bodily movement of the human body and a sleep depth estimating means 10 which estimates the sleep depth of the human body in accordance with the output of a heart bulb, rate counting means 9 for counting the heart rate of the human body. A neural circuit network simulation system internally having the fixed plural coupling weight coeffs. subjected already to learning is built in the sleep depth estimating means 10.

COPYRIGHT: (C)1993,JPO&Japio

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平5-111474

(43) 公開日 平成5年(1993)5月7日

(51) Int.Cl.⁵ 識別記号 庁内整理番号 F I 技術表示箇所
A 6 1 B 5/11
5/0245
5/0452

8932-4C

A 6 1 B 5/10

3 1 0 A

8932-4C

5/02

3 2 2

審査請求 未請求 請求項の数 3 (全 12 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願平3-277438

(22) 出願日 平成3年(1991)10月24日

(71) 出願人 000005821

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006番地

(72) 発明者 石寄 祥浩

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内

(72) 発明者 荻野 弘之

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内

(72) 発明者 松中 雅彦

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内

(74) 代理人 弁理士 小鍛冶 明 (外2名)

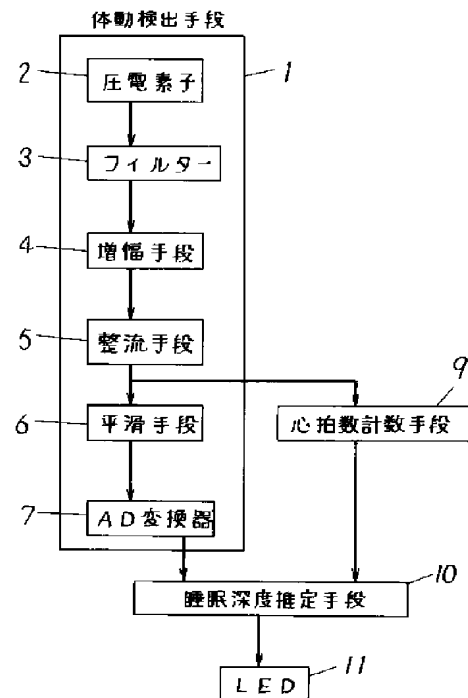
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 睡眠深度判定装置

(57) 【要約】

【目的】 人体の睡眠深度を簡単にかつ低コストで判定する。

【構成】 人体の体動を検出する体動検出手段1と、人体の心拍数を計数する心拍数計数手段9の出力に基づき人体の睡眠深度を推定する睡眠深度推定手段10を備えている。睡眠深度推定手段10には学習が既に済んだ固定された複数の結合重み係数を内部に持つ神経回路網模式手段が組み込まれている。



【特許請求の範囲】

【請求項1】人体の体動を検出する体動検出手段と、この体動検出手段の出力信号を受け人体の心拍数を計数する心拍数計数手段と、前記体動検出手段及び前記心拍数計数手段の双方の出力に基づき睡眠深度を推定する睡眠深度推定手段とからなる睡眠深度判定装置。

【請求項2】睡眠深度推定手段は、複数の神経素子より構成される神経回路網を模した手法により獲得されかつ睡眠深度を推定する神経回路網の複数の固定された結合重み係数を内部に持つ神経回路網モード手段を有する請求項1記載の睡眠深度判定装置。

【請求項3】睡眠深度推定手段は、複数の神経素子より構成される層が多数組み合わせられて構築される階層型の神経回路網モード手段を有する請求項1記載の睡眠深度判定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、睡眠深度を判定する睡眠深度判定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、この種の睡眠深度判定装置は、ポリグラフに代表されるように各種の電極を人体に装着し脳波や眼球運動、筋電位を検出して検出信号の波形処理を行なって睡眠深度を判定するものであった。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】このような従来の睡眠深度判定装置では、脳波や眼球運動、筋電位の測定結果を目視作業で分析したり、複雑な信号処理を行なって解析したりするといった煩雑な作業が必要でありそのために大きな労力やコストがかかるといった課題があった。

【0004】本発明は上記課題を解決するもので、睡眠深度を現実的に計測・検出できる物理量から実時間で推定することにより、簡単にかつ低コストで判定できる睡眠深度判定装置を提供することを第1の目的としている。第2の目的は、多次元情報処理手法により、睡眠深度を容易に推定することにある。

【0005】

【課題を解決するための手段】本発明は上記第1の目的を達成するために、人体の体動を検出する体動検出手段と、この体動検出手段の出力信号を受け人体の心拍数を計数する心拍数計数手段と、前記体動検出手段、及び前記心拍数計数手段の双方の出力に基づき睡眠深度を推定する睡眠深度推定手段とを備えたものである。

【0006】また、第2の目的を達成するために、上記第1の課題解決手段の睡眠深度推定手段は、複数の神経素子より構成される神経回路網を模した手法により獲得されかつ睡眠深度を推定する神経回路網の複数の固定された結合重み係数を内部に持つ神経回路網モード手段を有するものである。さらにまた睡眠深度推定手段は複数の神経素子より構成される層が多数組み合わせられて構築さ

れる階層型の神経回路網モード手段を有するものである。

【0007】

【作用】本発明は、体動検出手段からの体動情報と、心拍数計数手段からの心拍数情報とのそれぞれを睡眠深度推定手段に入力することにより、睡眠深度推定手段は、睡眠深度を時々刻々推定する。

【0008】また、睡眠深度推定手段を構成する神経回路網モード手段は、既に学習された結合重み係数により時々刻々の睡眠深度を推定する。

【0009】

【実施例】以下、本発明の一実施例を図1から図2を参照しながら説明する。

【0010】図1は本実施例のブロック図、図2は本実施例をベッドに応用した際の外觀斜視図である。図において1は人体の体動を検出する体動検出手段で、圧電素子2、フィルター3、増幅手段4、整流手段5、平滑手段6、AD変換器7から構成される。圧電素子2はポリフッ化ビニルデン(PVDF)等の高分子圧電材料を薄膜状にし両面に可とう性の電極膜を付着させてテープ状に成形されたもので、ここではマットレス8の表面に装着されている。9は人体の心拍数を計数する心拍数計数手段、10は体動検出手段1、心拍数計数手段9の出力に基づき睡眠深度を推定する睡眠深度推定手段、11は睡眠深度推定手段10の出力を表示するLEDである。フィルター3、増幅手段4、整流手段5、平滑手段6、AD変換器7、心拍数計数手段9、睡眠深度推定手段10は制御ユニット12に内蔵される。睡眠深度推定手段10は本実施例では4ビットマイクロコンピュータを用いている。

【0011】睡眠深度推定手段10を構成する手段は、多次元情報処理手法として最適な神経回路網を模した方法で構成している。神経回路網を模した手法においては、睡眠深度を推定する神経回路網の複数の結合重み係数を固定されたテーブルとして用いる方法と、学習機能を残し環境と使用者に適應できるようにする方法とがある。本実施例は、神経回路網を模した手法によって獲得された睡眠深度を推定する固定された結合重み係数を内部にもつ神経回路網モード手段を有する睡眠深度推定手段10を設けている。

【0012】睡眠深度を推定する神経回路網において固定された結合重み係数は、体動データと心拍数データと睡眠深度データとの相関を神経回路網モード手段に学習させることによって得ることができる。用いるべき神経回路網モード手段としては、文献1(D. E. ラメルハート他2名著、甘利俊一監訳「PDPモデル」1989年)、文献2(中野馨他7名著「ニューロコンピュータの基礎」(株)コロナ社刊、P102、1990年)、特公昭63-55106号公報などに示されたものがある。以下、文献1に記載された最もよく知られた学習アルゴリズムとして誤差逆伝搬法を用いた多層パーセプト

3

4

ロンを例にとり、具体的な神経回路網模式手段の構成および動作について説明する。

【0013】図3は、神経回路網模式手段の構成単位となる神経素子の概念図である。図3において、21～2Nは神経のシナプス結合を模擬する擬似シナプス結合変

$$f(y, h) = 1 / (1 + \exp(-y + h)) \quad (\text{式1})$$

によって加算器2aの出力を非線形変換する非線形変換器であり。なお、図面が煩雑になるので省略したが、修正手段からの修正信号を受ける入力線が擬似シナプス結合変換器21～2Nと非線形変換器2bにつながっている。また、擬似シナプス結合変換器21～2Nが神経回路網模式手段の結合重み係数となる。この神経素子には、信号処理モードの2つの種類の動作モードがある。

【0014】以下、図3に基づいて神経素子のそれぞれのモードの動作について説明する。まず、信号処理モードの動作の説明をする。神経素子はN個の入力 $X_1 \sim X_n$ を受けて1つの出力を出す。i番目の入力信号 X_i

$$W_i + \Delta W_i \quad ; \quad i = 1, 2, \dots, n \\ h + \Delta h \quad (\text{式2})$$

と修正する。

【0015】図4は上記神経素子を4つ並列につないで構成した信号変換手段の概念図である。なお以下の説明は、この信号変換手段を構成する神経素子の個数を4個に特定するものではない。図4において、211～244は擬似シナプス結合変換器であり、201～204は、図3で説明した加算器2aと非線形変換器2bをまとめた加算非線形変換器である。また、図3と同様に図面が煩雑になるので省略したが、修正手段からの修正信号を受ける入力線が擬似シナプス結合変換器211～244と加算非線形変換器201～204につながっている。擬似シナプス結合変換器211～244も結合重み係数重み係数となる。この信号変換手段の動作については、図3で説明した神経素子の動作が並列してなされる★

$$\Delta W_{ij} = \delta_j(X) \cdot S_{jout}(X) \cdot (1 - S_{jout}(X)) \cdot S_{iin}(X) \\ (i = 1 \sim N, j = 1 \sim M) \quad (\text{式3})$$

と計算し、修正信号を信号変換手段31に送る。信号変換手段31は、内部の神経素子の変換パラメータを上で説明した学習モードにしたがって修正する。

【0017】図6は、神経回路網模式手段を用いた多層パーセプトロンの構成を示すブロック図であり、31X、31Y、及び31ZはそれぞれK個、L個、M個の神経素子からなる信号変換手段であり、32X、32Y、及び32Zは修正手段であり、33は誤差計算手段である。以上のように構成された多層パーセプトロンについて、図6を参照しながらその動作を説明する。信号処理手段34Xにおいて、信号変換手段31Xは、入力 $S_{iin}(X)$ ($i = 1 \sim N$)を受け、出力 $S_{jout}(X)$ ($j = 1 \sim K$)を出力する。修正手段32Xは、信号S

*換器であり、2aは擬似シナプス結合変換器21～2Nからの出力を加算する加算器であり、2bは設定された非線形関数、たとえば、しきい値をhとするシグモイド関数、

※ i は、四角で示されたi番目の擬似シナプス結合変換器2iに於いて $W_i \cdot X_i$ に変換される。擬似シナプス結合変換器21～2Nで変換されたN個の信号 $W_1 \cdot X_1 \sim W_n \cdot X_n$ は加算器2aに入り、加算結果yが非線形変換器2bに送られ、最終出力 $f(y, h)$ となる。つぎに、学習モードの動作について説明する。学習モードでは、擬似シナプス結合変換器21～2Nと非線形変換器2bの変換パラメータ $W_1 \sim W_n$ とhを、修正手段からの変換パラメータの修正量 $\Delta W_1 \sim \Delta W_n$ と Δh を表す修正信号を受けて、

20★ものである。

【0016】図5は、学習アルゴリズムとして誤差逆伝搬法を採用した場合の信号処理手段の構成を示したブロック図で、31は上述の信号変換手段である。ただし、ここではN個の入力を受ける神経素子がM個並列に並べられたものである。32は学習モードにおける信号変換手段31の修正量を算出する修正手段である。以下、図5に基づいて信号処理手段の学習を行う場合の動作について説明する。信号変換手段31はN個の入力 $S_{iin}(X)$ を受け、M個の出力 $S_{jout}(X)$ を出力する。修正手段32は、入力信号 $S_{iin}(X)$ と出力信号 $S_{jout}(X)$ を受け、誤差計算手段または後段の信号変換手段からのM個の誤差信号 $\delta_j(X)$ の入力があるまで待機する。誤差信号 $\delta_j(X)$ が入力され修正量を

$S_{iin}(X)$ と信号 $S_{jout}(X)$ を受け、誤差信号 $\delta_j(X)$ ($j = 1 \sim K$)が入力されるまで待機する。以下同様の処理が、信号処理手段34Y、34Zにおいて行われ、信号変換手段31Zより最終出力 $S_{hout}(Z)$ ($h = 1 \sim M$)が出力される。最終出力 $S_{hout}(Z)$ は、誤差計算手段33にも送られる。誤差計算手段33においては、2乗誤差の評価関数COST(式4)に基づいて理想的な出力 $T(T_1, \dots, T_M)$ との誤差が計算され、誤差信号 $\delta_h(Z)$ が修正手段32Zに送られる。

【0018】

【数1】

$$COST = \eta \cdot \sum_{h=1}^M (T_h - S_{hout}(Z))^2 / 2 \quad (\text{式4})$$

5

6

【0019】ただし、 η は多層パーセプトロンの学習速度を定めるパラメータである。つぎに、評価関数を2乗*

$$\delta h(Z) = -\eta \cdot (S_{kout}(Z) - T_k) \quad (式5)$$

となる。修正手段32Zは、上で説明した手続きにしたがって、信号変換手段31Zの変換パラメータの修正量 $\Delta W(Z)$ を計算し、修正手段32Yに送る誤差信号を(式6)に基づき計算し、修正信号 $\Delta W(Z)$ を信号変換手段31Zに送り、誤差信号 $\delta(Y)$ を修正手段32※

*誤差とした場合には誤差信号は、

※Yに送る。信号変換手段31Zは、修正信号 $\Delta W(Z)$ に基づいて内部のパラメータを修正する。なお、誤差信号 $\delta(Y)$ は(式6)で与えられる。

【0020】

【数2】

$$\delta_j(Y) = \sum_{i=1}^M \delta_i(Z) \cdot S_{jout}(Z) \cdot (1 - S_{jout}(Z)) \cdot W_{ij}(Z)$$

(式6)

【0021】ここで、 $W_{ij}(Z)$ は信号変換手段31Zの擬似シナプス結合変換器の変換パラメータである。以下、同様の処理が信号処理手段34X、34Yにおいて行われる。学習と呼ばれる以上の手続きを繰り返し行うことにより、多層パーセプトロンは入力を与えられると理想出力Tをよく近似する出力を出すようになる。なお、上記の説明においては、3段の多層パーセプトロンを用いたが、これは何段であってもよい。また、文献1 20にある信号変換手段のなかの非線形変換手段の変換パラメータhの修正法についてと慣性項として知られる学習高速化を方法については、説明の簡略化のため省略したが、この省略は以下に述べる本発明を拘束するものではない。

【0022】こうして、神経回路網モード手段は体動データと心拍数データと睡眠深度データとの関係を学習し、簡単なルールで記述することが容易でない睡眠深度推定の仕方を自然な形で表現することができる。本実施例は、こうして得られた情報を組み込んで、睡眠深度推定手段10を構成するものである。具体的には、十分学習を終えた後の多層パーセプトロンの信号変換手段31X、31Y、31Zのみを神経回路網モード手段として用いて、睡眠深度推定手段10を構成する。 30

【0023】実際に学習させたデータについて説明する。図7は、体動情報と心拍数情報と睡眠深度の変化を示したものである。神経回路網モード手段へは体動検出手段1からの現時点での体動情報とある時間 Δt 前の体動情報、心拍数計数手段9からの現時点での心拍数情報とある時間 Δt 前の心拍数情報の4情報と、理想出力として人体の睡眠深度情報を入力し学習させ、神経回路網モード手段の中の信号変換手段31X、31Y、31Zを確立し、それらを神経回路網モード手段として睡眠深度推定手段10に組み込んでいる。なお、神経回路網モード手段への入力を4情報としたが、上記の説明は神経回路網モード手段への入力を4情報に限定するものではなく、入力情報の数を増やすことにより睡眠深度の推定精度をさらに向上させることができる。 40

【0024】つぎに、図1に示したブロック図に基づき動作を説明する。まず、人体の体動により圧電素子2が 50

変形を受けると、その変形の程度に応じて圧電素子2より電圧が発生する。この出力信号はフィルター3によりろ波、増幅手段4により増幅、整流手段5により整流され、平滑手段6と心拍数計数手段9に入力されている。フィルター3は周波数1~5Hz以外の信号をろ波する特性を持っている。図8に増幅手段4、整流手段5、平滑手段6の出力波形を示す。増幅手段4から図8(a)の信号を整流手段5に入力すると整流され図8(b)の信号になる。その信号を平滑手段6に入力すると平滑化され図8(c)の信号が出力される。平滑手段6により平滑化された信号はAD変換器7によりAD変換され睡眠深度推定手段10に入力されている。図9に実際の就寝の際の平滑手段6の出力波形を示す。入床、寝返り、離床といった粗大な体動の場合は圧電素子2は大きな変形を受け平滑手段6から高いレベルの出力がでる。また、人体が安静状態であれば人体の微小な体動により平滑手段6からは比較的低いレベルの出力がでる。人体が不在の場合は平滑手段6の出力はゼロである。心拍数計数手段9は整流手段5の出力信号から心拍数を計数し、睡眠深度推定手段10に出力している。睡眠深度推定手段10は、これらの入力された信号・情報をもとに睡眠深度を時々刻々推定する。LED11は、睡眠深度推定手段10の推定した結果を7セグメントLEDに表示する。

【0025】以上のように本実施例によれば、体動検出手段、心拍数計数手段、既に学習された神経回路網の複数の固定結合重み係数を有する神経回路網モード手段を組み込んだ睡眠深度推定手段を備えた構成としているので、睡眠深度を簡単にかつ低コストで判定できる。

【0026】圧電素子2は複数個使用してもよく、体動を検出する精度が向上する。また、圧電素子2はマットレス8の体軸方向(頭部から脚部方向)に装着してもよい。

【0027】また体動を検出できれば圧電素子の代わりに容量センサや重量センサといった他の感圧センサを使用してもよい。

【0028】また、圧電素子の代わりに、赤外線センサ、超音波センサ、光センサ等により体動を検出する構

成としてもよい。

【0029】また、睡眠深度推定手段10の推定結果をLEDで表示する代わりに、記録手段へ出力して記録する構成としてもよい。

【0030】また、本発明をソファや椅子等に設置してもよい。

【0031】

【発明の効果】以上の実施例から明らかなように本発明によれば、人体の体動を検出する体動検出手段と、人体の心拍数を計数する心拍数計数手段と、前記体動検出手段、前記心拍数計数手段の出力に基づき睡眠深度を推定する睡眠深度推定手段とを備えたことにより睡眠深度を簡単かつ低コストで判定できる。

【0032】また、睡眠深度推定手段は、複数の神経素子より構成される神経回路網を模した手法により獲得された睡眠深度を推定する固定された神経回路網の複数の結合重み計数を内部に持つ神経回路網模式手段を有し、または、複数の神経素子より構成される層が多層組み合わせられて構築される階層型の神経回路網模式手段を有しているので、睡眠深度の推定精度を向上できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例の睡眠深度判定装置のブロック図

【図2】同装置がマットレスに配設された場合の外観斜視図

【図3】同装置に用いた神経回路網模式手段の構成単位となる神経素子の概念図

【図4】同装置に用いた神経素子で構成した信号変換手段の概念図

10 【図5】同装置に用いた学習アルゴリズムとして誤差逆伝搬法を採用した信号処理手段のブロック図

【図6】同装置に用いた神経回路網模式手段を用いた多層パーセプトロンの構成を示すブロック図

【図7】同装置に与えた体動情報と心拍数情報と睡眠深度のデータの一例を示す図

【図8】同装置の増幅手段、整流手段、平滑手段の処理後の出力波形を示す図

【図9】同装置の平滑手段からの出力を示す波形図

【符号の説明】

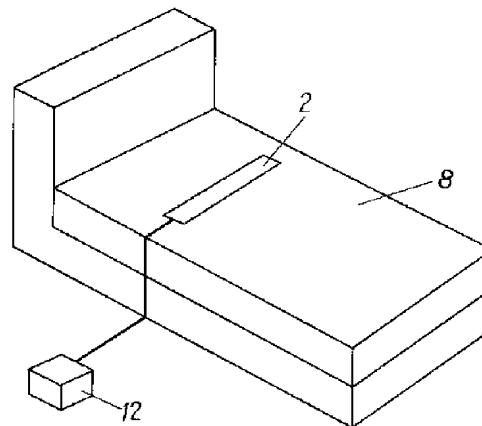
1 体動検出手段

20 9 心拍数計数手段

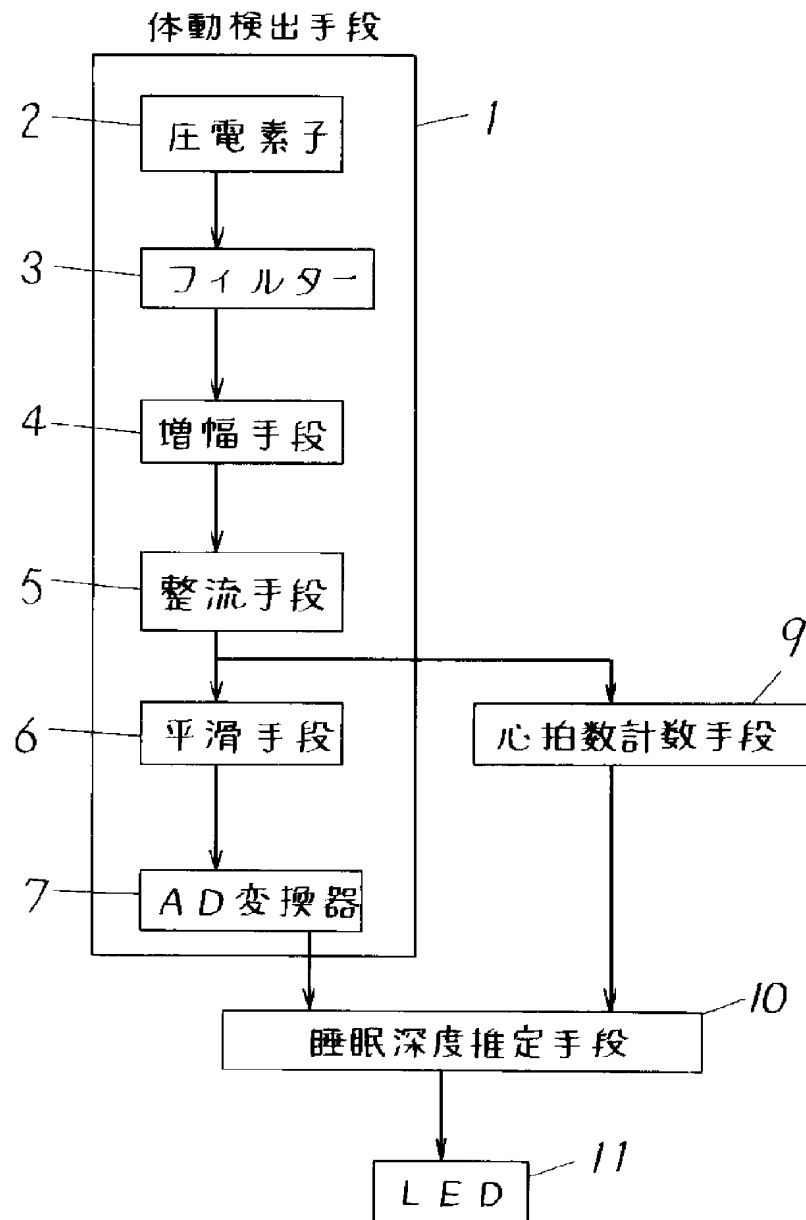
10 睡眠深度推定手段

【図2】

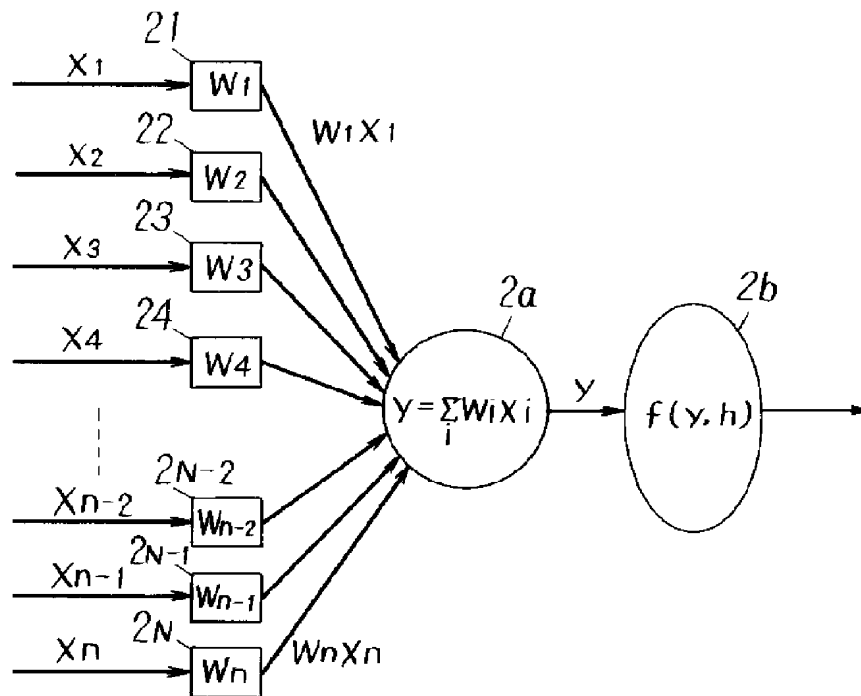
2 圧電素子
8 マットレス
12 制御ユニット



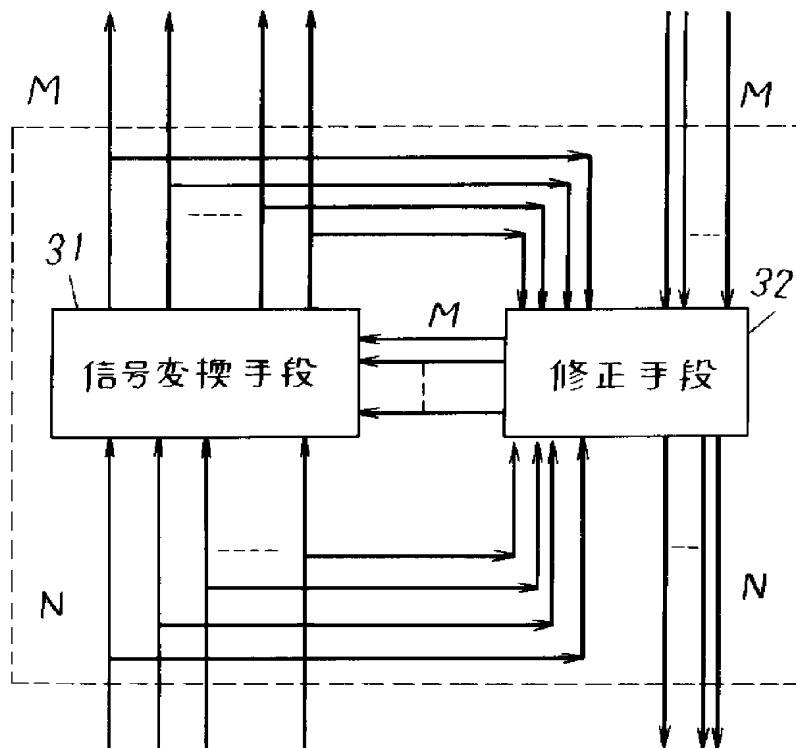
【図1】



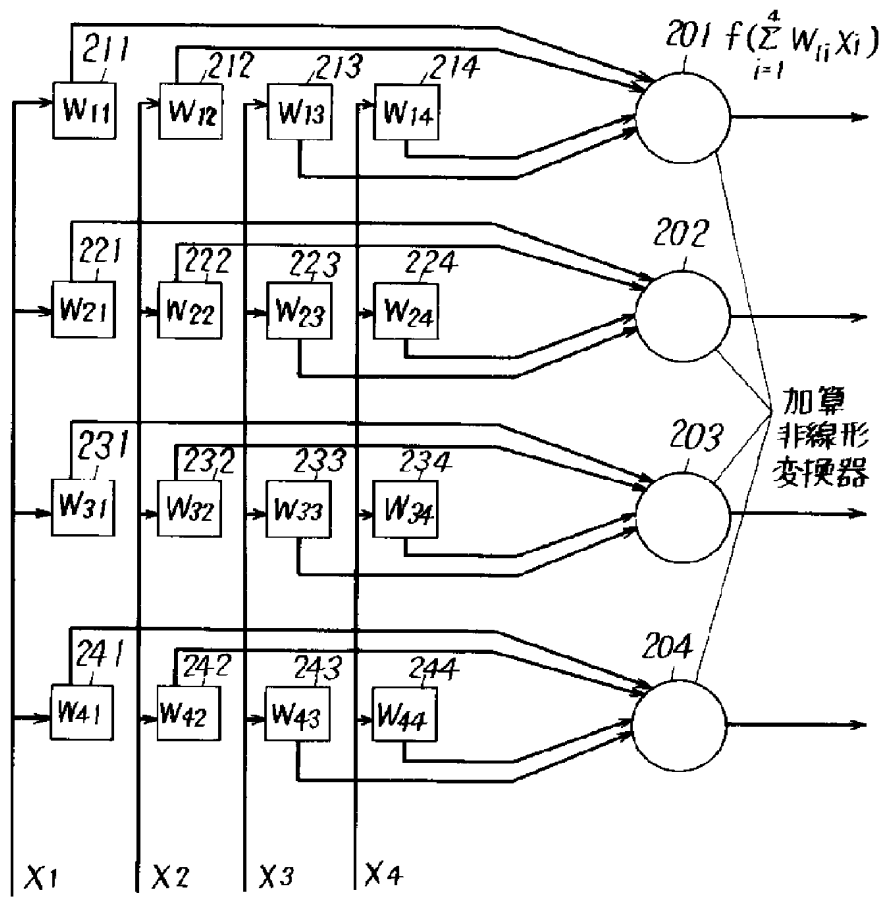
【図3】



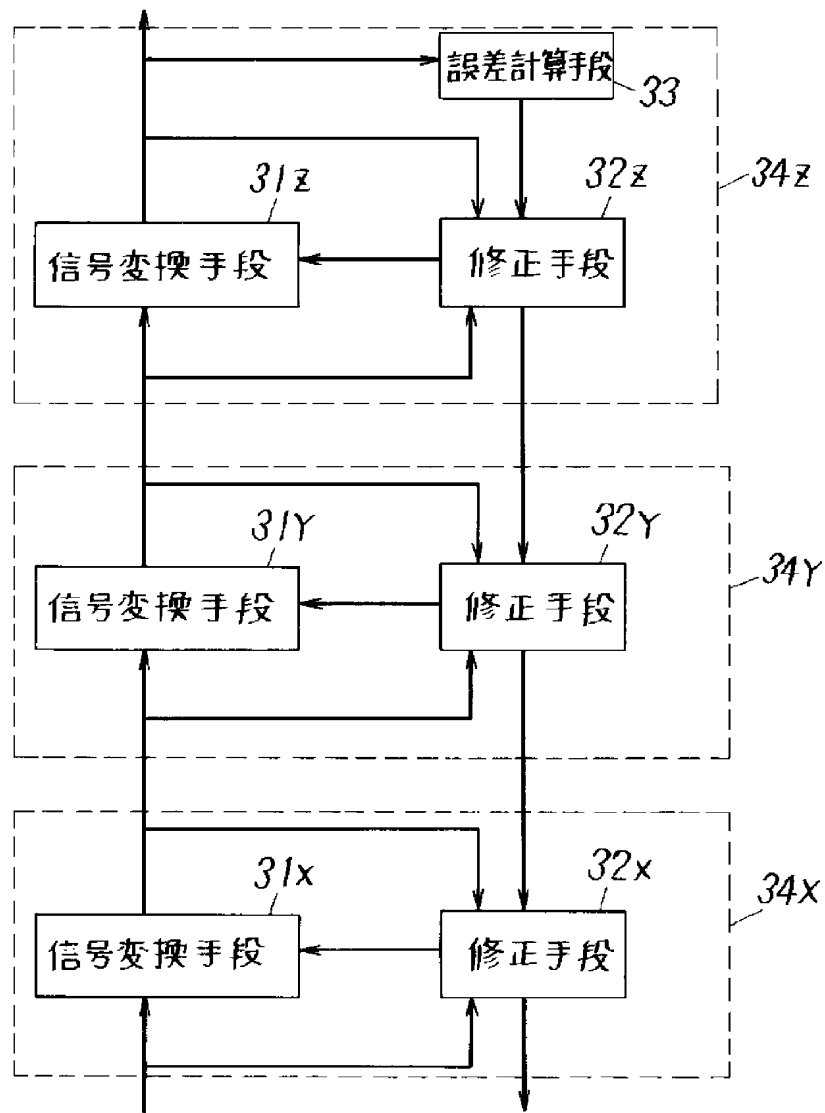
【図5】



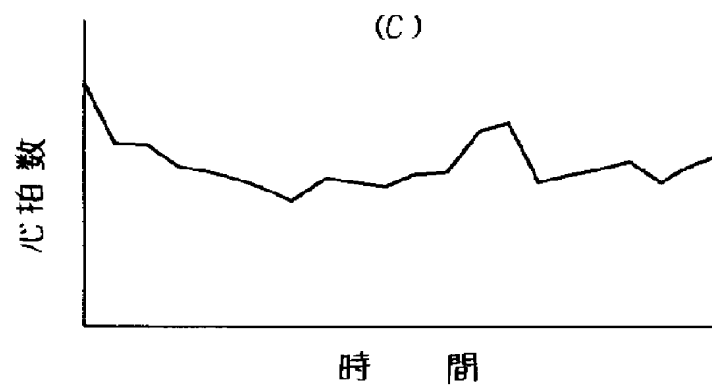
【図4】



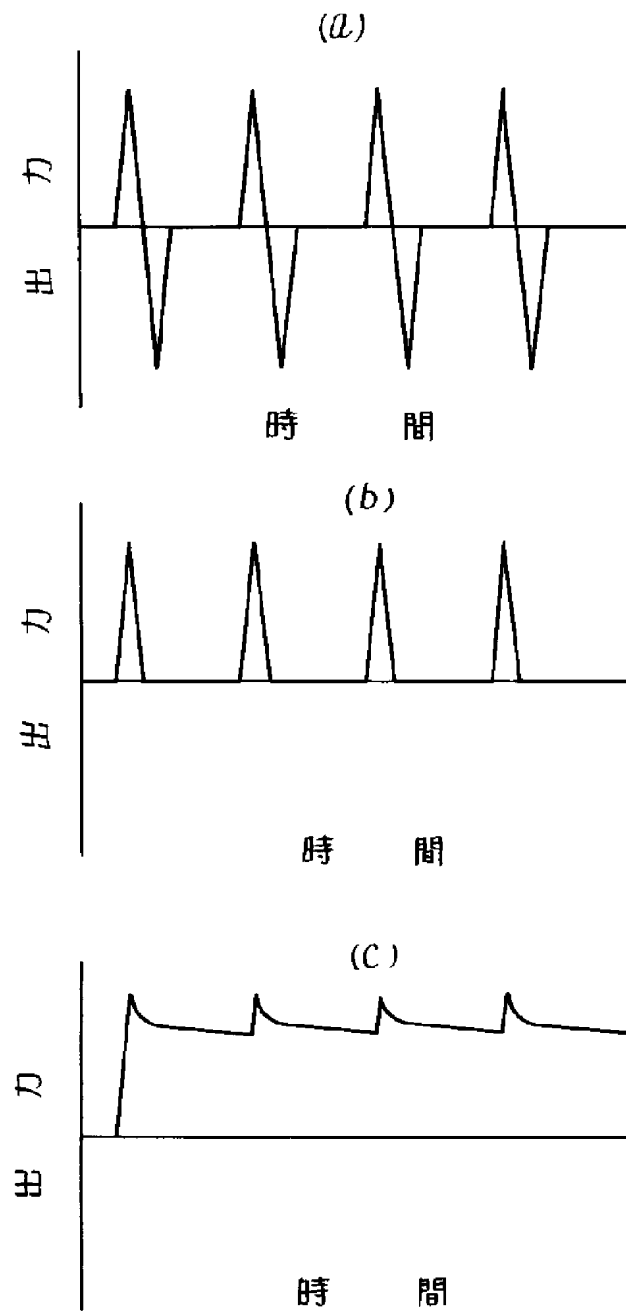
【図6】



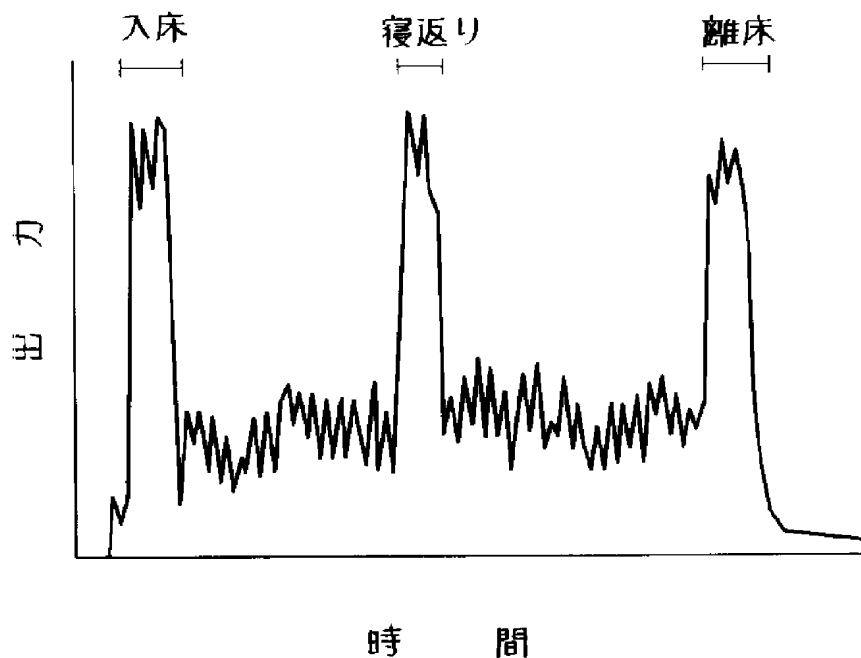
(a)



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(51) Int. Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 M 21/02		8119-4C	A 6 1 B 5/04	3 1 2 U
		7831-4C	A 6 1 M 21/00	3 3 0 A

(72) 発明者 西井 一成
 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器
 産業株式会社内